

# IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Application of:

Hideo Eda et al.

Serial No.: 10/696,797

Filed: October 30, 2003

For: DEVICE TO MEASURE DEGREE OF

ACQUISITION AND METHOD FOR

MEASURING DEGREE OF

ACQUISITION

Patent Examiner: not yet assigned

Group Art Unit: not yet assigned

March 11, 2004

Irvine, California 92614

## TRANSMITTAL OF PRIORITY DOCUMENT

Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, VA 22313-1450

Dear Sir:

Enclosed is priority document Japan 2002-356007 for the above-identified patent application in accordance with 35 USC §119.

Please acknowledge receipt of this priority document.

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the U.S. Postal Service as first class mail in an envelope addressed to Commissioner for Patents, PO Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450, on March 11, 2004

by: James Lee

Signature

Date of Signature: March 11, 2004

Very truly yours,

SNELL & WILMER LLP

Joseph W. Price, Reg. No. 25,124

1900 Main Street, Suite 1200

Irvine, CA 92614 Tel: (949) 253-4920

Fax: (949) 955-2507



# 日本国特許庁 JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This. Scertify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Grice.

出願年月日 Date c Application:

2002年11月 1日

出 頁 番 号 Apr cation Number:

特願2002-356007

f . 10/C]:

[JP2002-356007]

願 人 plicant(s):

独立行政法人通信総合研究所



2004年 2月26日

特許庁長官 Commissioner, Japan Patent Office





【書類名】

【整理番号】 CRL-02-139

【あて先】 特許庁長官 太田 信一郎 殿

特許願

【国際特許分類】 G09B 5/00

【発明者】

【住所又は居所】 東京都小金井市貫井北町4-2-1 独立行政法人通信

総合研究所内

【氏名】 江田 英雄

【発明者】

【住所又は居所】 東京都小金井市貫井北町4-2-1 独立行政法人通信

総合研究所内

【氏名】 田中 さやか

【発明者】

【住所又は居所】 大阪府吹田市山田丘1-2 大阪大学人間科学研究科教

育工学講座内

【氏名】 前迫 孝憲

【発明者】

【住所又は居所】 大阪府吹田市山田丘1-2 大阪大学人間科学研究科教

育工学講座内

【特許出願人】

【識別番号】 301022471

【住所又は居所】 東京都小金井市貫井北町4-2-1

【氏名又は名称】 独立行政法人通信総合研究所

【代理人】

【識別番号】 100121441

【弁理士】

【氏名又は名称】 西村 竜平

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

### 【書類名】明細書

【発明の名称】習得度測定装置及び習得度測定方法

### 【特許請求の範囲】

### 【請求項1】

被験者の脳の所定測定部位における血液量又は/及び血液成分量を測定する測定部と、

前記測定部で測定した血液量又は/及び血液成分量を時系列的に取得し、その時間変化を示すデータである時間変化データを生成する時間変化データ生成部と

前記被験者に所定のワークを複数回反復して行わせた場合の、各ワーク中における前記時間変化データの波形を比較可能に出力する波形出力部とを備えた習得 度測定装置。

### 【請求項2】

被験者の脳の所定測定部位における血液量又は/及び血液成分量を測定する測定部と、

前記測定部で測定した血液量又は/及び血液成分量を時系列的に取得し、その時間変化を示すデータである時間変化データを生成する時間変化データ生成部と

前記被験者に一のワークを行わせた場合とそれとは異なる他のワークを行わせた場合の、各ワーク中における前記時間変化データの波形を比較可能に出力する 波形出力部とを備えた習得度測定装置。

#### 【請求項3】

前記測定部が血液中の少なくともデオキシヘモグロビン量を測定するものであり、前記波形出力部が前記デオキシヘモグロビン量に係る時間変化データの波形を出力するものである請求項1又は2記載の習得度測定装置。

# 【請求項4】

被験者の脳の所定測定部位におけるデオキシヘモグロビン量を測定する測定部 と、

前記測定部で測定したデオキシヘモグロビン量を時系列的に取得し、その時間

変化を示すデータである時間変化データを生成する時間変化データ生成部と、

前記被験者に所定のワークを行わせた場合の、時間変化データの波形を出力する波形出力部とを備えた習得度測定装置。

# 【請求項5】

前記時間変化データに基づいて、被験者の各ワークに対する習得度を算出する 習得度算出部をさらに備えた請求項1、2、3又は4記載の習得度測定装置。

# 【請求項6】

前記習得度算出部が、ワーク中での前記時間変化データにおいてデオキシヘモ グロビン量が時間経過に拘わらず略一定又は減少傾向となる場合に被験者の当該 ワークに対する習得度を高いと判断するものである請求項5記載の習得度測定装 置。

# 【請求項7】

前記所定測定部位が、脳の高次機能部分に対応する領域である請求項1、2、 3、4、5又は6記載の習得度測定装置。

# 【請求項8】

前記所定測定部位が前頭葉に設定してある請求項1、2、3、4、5、6又は7記載の習得度測定装置。

#### 【請求項9】

前記測定部が近赤外分光法を利用して血液量又は/及び血液成分量を測定する ものである請求項1、2、3、4、5、6、7又は8記載の習得度測定装置。

#### 【請求項10】

前記測定部が1チャンネル型のものである請求項9記載の習得度測定装置。

# 【請求項11】

被験者のワークを行う姿勢と行わない姿勢とが異なる場合において、ワークを 行う姿勢でワークを行わないようにした状態における前記血液量又は/及び血液 成分量を測定し、その血液量又は/及び血液成分量からワークを行っている場合 の血液量又は/及び血液成分量を引いた値の時間変化を時間変化データとしてい る請求項1、2、3、4、5、6、7、8、9又は10記載の修得度測定装置。

#### 【請求項12】

近赤外分光法を用いて被験者の脳の所定測定部位における血液量又は/及び血液成分量を時系列的に測定し、

前記血液量又は/及び血液成分量の時間変化を示すデータである時間変化データを生成し、

前記時間変化データに基づいて被験者の前記ワークに対する習得度を判定するようにした習得度測定方法。

## 【発明の詳細な説明】

 $[0\ 0\ 0\ 1\ ]$ 

### 【発明の属する技術分野】

本発明は、脳活動の変化を利用して被験者の対象ワークに対する修得度を測定するための修得度測定装置に関するものである。

[0002]

# 【従来の技術】

従来、教育効果を高めるための種々の手法が提案されてきており、最近ではパ ソコン等を用いた新たな教育手法の開発もなされている(特許文献参照)。

# [0003]

ところでどのような教育態様においても、学習者の理解度を把握しその効果を確かめる事は、教育の成果や方法の確立のうえで必須のことである。未修得のまま次のステップに進んだり、すでに習得しているにもかかわらず再度教育したりすることは、学習者の意欲を殺ぎ、効率の点でも好ましくないからである。そしてそのために従来は、例えば指導者の主観的な判断や試験による点数により学習者の理解度を推定するようにしている。

#### 【特許文献1】

特開平8-227266号公報。

[0004]

## 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら上述したように、指導者の主観による判断では、指導者個々の教育能力に負う部分が大きくなり、客観的な教育手法の確立が難しい。また試験による方法では一見客観性に優れるが、学習者によっては、緊張のあまり試験で実

力が発揮できなくなるなど、その学習者の真の習得度を外部から判断できない場合がある。さらに。Learning Disabilityといわれるように、対人関係に難があるゆえに、教育が進まない場合もある。

# [0005]

一方、近時、脳波計やCT、MRIの他にも、無侵襲で被験者の動きを拘束することなく脳活動を計測できる装置が種々開発されてきており、脳科学研究の進歩には目を見張るべきものがある。

## [0006]

そこで本発明は、脳科学研究を教育分野に応用して教育効果の客観的な科学的データを提示すべくなされたものである。すなわち、本願発明者は、実験を繰り返し鋭意検討した結果、ワークに対する習得度が脳の所定部位における血液量又は/及び血液成分量の時間変化と密接な関係にあることを見出し、このことを利用して、教育効果の科学的データに裏打ちされた望ましい教育方法の開発や、教育カリキュラムの客観的な指針設定等に有効で、しかも簡易な手段を提供すべく図ったものである。

## [0007]

#### 【課題を解決するための手段】

本発明に係る習得度測定装置は、被験者の脳の所定測定部位における血液量又は/及び血液成分量を測定する測定部と、前記測定部で測定した血液量又は/及び血液成分量を時系列的に取得し、その時間変化を示すデータである時間変化データを生成する時間変化データ生成部と、被験者のワークに対する習得度を判定すべく、前記被験者に所定のワークを複数回反復して行わせた場合の、前記ワーク毎の時間変化データの波形を比較可能に出力する波形出力部とを備えたものである。

# [0008]

このようなものであれば、脳の所定測定部位における血液量又は/及び血液成分量の時間変化データ波形によって、被験者のワークに対する習得度を客観的に得ることができる。その結果、試験等のように学習者に特別な負担を与えるようなことをせずとも、教育をしながら学習者の習得度を指導者が得られるうえ、新

たな教育方法の開発や、教育カリキュラムの客観的な指針設定等に大きな可能性 を提供できる。また、血液量又は/及び血液成分量の時間変化のみを検出し波形 出力するだけであるため、画像処理等の複雑な処理、機構を必要としない。

# [0009]

さらに、血液量又は/及び血液成分量を測定するようにしているため、例えば 近赤外分光法を利用することにより、無侵襲で被験者の動きを拘束することなく 、かつ簡易な構成での実現が可能であり、測定を自然な環境下で行うことができ る。また、前記近赤外分光法は時間分解能に優れるため、教育現場においてリア ルタイムに学習者の習得度を得ることもできる。

### $[0\ 0\ 1\ 0]$

一方、被験者に異なるワークを行わせた場合に、どのワークが被験者にとって難易度が高いのかを調べることもできる。そのためには、被験者の脳の所定測定部位における血液量又は/及び血液成分量を測定する測定部と、前記測定部で測定した血液量又は/及び血液成分量を時系列的に取得し、その時間変化を示すデータである時間変化データを生成する時間変化データ生成部と、被験者のワークに対する習得度を判定すべく、前記被験者に一のワークを行わせた場合とそれとは異なる他のワークを行わせた場合の、各ワーク毎の時間変化データの波形を比較可能に出力する波形出力部とを備えたものが好ましい。このことにより、被験者の得手不得手を予め把握し、適切な教育を施すことが可能となる。

#### $[0\ 0\ 1\ 1]$

より具体的には、前記測定部が血液中の少なくともデオキシヘモグロビン量を測定するものであり、前記波形出力部が前記デオキシヘモグロビン量に係る時間変化データの波形を出力するものを挙げることができる。本願発明者の鋭意研究によれば、デオキシヘモグロビン量の時間変化に、習得度に対する顕著な関連がみられるからである。

# $[0\ 0\ 1\ 2]$

さらにデオキシヘモグロビン量の時間変化に着目すれば、1回のみのワークで 習得度を把握することも可能である。そのためには、被験者の脳の所定測定部位 におけるデオキシヘモグロビン量を測定する測定部と、前記測定部で測定した血

6/

液量又は/及び血液成分量を時系列的に取得し、その時間変化を示すデータである時間変化データを生成する時間変化データ生成部と、被験者のワークに対する 習得度を判定すべく、前記被験者に所定のワークを行わせた場合の、時間変化データの波形を出力する波形出力部とを備えたものが好ましい。

# [0013]

習得度判定の自動化を図るためには、前記時間変化データに基づいて、被験者の各ワークに対する習得度を算出する習得度算出部をさらに備えたものが望ましい。より具体的には、ワーク中での前記時間変化データにおいてデオキシヘモグロビン量が時間経過に拘わらず略一定又は減少傾向となる場合に被験者の当該ワークに対する習得度を高いと判断するものを挙げることができる。

### [0014]

前記所定測定部位の好適な設定箇所としては、脳の高次機能部分に対応する領域を挙げることができる。具体的には、前記所定測定部位が前頭葉に設定してあるものが望ましい。計測が容易で被験者への負担も少ないからである。

# [0015]

上述したように、前記測定部の好ましい具体的態様としては、近赤外分光法を利用して血液量又は/及び血液成分量を測定するものを挙げることができる。その場合、多チャンネルは必要なく、1チャンネル型のもので十分に本発明の効果を奏し得る。

### $[0\ 0\ 1\ 6\ ]$

一方、被験者のワークを行う姿勢と行わない姿勢とが異なる場合には、その姿勢変化に伴う脳活動によって、前記時間変化データにオフセットが加わり、習得度の判定に誤りが生じることがある。かかる影響を排除するには、被験者のワークを行う姿勢と行わない姿勢とが異なる場合において、ワークを行う姿勢でワークを行わせないようにした状態における前記血液量又は/及び血液成分量を測定し、その血液量又は/及び血液成分量からワークを行っている場合の血液量又は/及び血液成分量を引いた値の時間変化を時間変化データとしているものを挙げることができる。

#### $[0\ 0\ 1\ 7]$

要すれば、近赤外分光法を用いて被験者の脳の所定測定部位における血液量又は/及び血液成分量を時系列的に測定し、その時間変化を示すデータである時間変化データを生成し、前記時間変化データに基づいて被験者の前記ワークに対する習得度を判定するようにした習得度測定方法であればよい。

## [0018]

# 【発明の実施の形態】

以下に本発明の一実施形態について図面を参照して説明する。

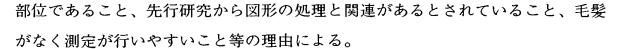
本実施形態に係る習得度測定装置 4 は、図 1、図 3 に示すように、被験者 P の 脳の所定測定部位 S における血液成分量を測定する測定部 1 と、前記測定部 1 で 測定した血液成分量を時系列的に取得し、その時間変化を示すデータである時間 変化データを生成する時間変化データ生成部 2 と、前記被験者 P に所定のワーク を複数回反復して行わせた場合の、各ワーク中における時間変化データの波形を 比較可能に出力する波形出力部 3 とを備えたものである。

# [0019]

具体的に各部を詳述する。測定部1は、NIRS(近赤外分光法)を利用したもので、半導体レーザ等から発された異なる複数波長(本実施形態では3波長)の近赤外光を前記所定部位に入射する一方、脳内から反射してくる前記各近赤外光を受光素子で受光し、入射光と反射光との比の対数、すなわち吸収度によって、直接的には血液もしくは組織中のオキシヘモグロビン量及びデオキシヘモグロビン量を測定するものである。

#### $[0\ 0\ 2\ 0]$

本実施形態では、1チャンネル型、すなわち一対の光入射部及び光受光部を有したものであり、それら光入射部及び光受光部をそれぞれ、図2に示すように、額の所定領域S1及びS2に装着し、その間の脳の単一所定測定部位Sにおけるオキシへモグロビン量及びデオキシへモグロビン量を測定するようにしている。所定測定部位Sは、脳の高次機能部分であり、ここでは例えば前頭葉に設定しているが、その特定にあたっては、まずMRI等の脳構造測定装置を用いて被験者Pの脳構造画像を得、その画像に基づいて行うようにしている。具体的には、右前頭葉前野の最も脳が突出した部分である。この部分としたのは、言語野以外の



### [0021]

所定ワークとは、例えば予め描かれた5mm幅の平行線間にこれと直交する線をはみ出さないように、できるだけ細い間隔で利き手によって次々と描画していく作業である。ここでは、10秒安静、20秒描画(ワーク)、30秒安静を1サイクルとして5サイクル繰り返し行うこととしている。

# [0022]

時間変化データ生成部2は、前記5サイクルに亘って測定部1が測定したオキシヘモグロビン量及びデオキシヘモグロビン量を所定間隔でサンプリングして時系列的に取得し、所定の記憶部に格納することによって、オキシヘモグロビン量、デオキシヘモグロビン量及びそれらから算出されるトータルヘモグロビン量の時間変化を示すデータである時間変化データを生成するものである。本実施形態ではCPUを用いてデジタル的に処理しているが、もちろんアナログ的に取り込んで時間変化データとしてもよい。

# [0023]

波形出力部3は、前記被験者Pに所定のワークを複数回反復して行わせた場合の、各ワーク中における時間変化データの波形をディスプレイ又はプリンタに比較可能に出力するものである。

#### $[0\ 0\ 2\ 4]$

しかして、本実施形態にかかる習得度測定装置4を用いて、実際に被験者Pに 前記所定ワークを行ってもらった場合の結果の一例を以下に示す。

#### [0025]

最初にワークの結果及び成績を図4及び図5に示す。1回目と2回目のワークでは線の間隔は大きく、しかもばらついているが、3回目以降は描画間隔が短くかつその本数も多くなり安定傾向にあることがわかる。すなわち、このことから被験者Pは3回目以降、ワークに対する習得度が上昇したと考えられる。

#### [0026]

しかして図7、図8、図9は、習得度測定装置4の波形出力結果を示すもので

あり、前記各サイクルにおけるへモグロビンの時系列的な時間変化データを波形にして出力したグラフである。図6にその波形の傾向を示すように、前半2回においては、ワーク開始とともにオキシへモグロビン量、デオキシへモグロビン量が上昇し、ワーク終了とともに下降することがわかる。一方、後半3回においては、ワーク開始とともにオキシへモグロビン量は上昇しているものの、デオキシへモグロビン量は一定又は減少傾向にある。また、オキシへモグロビン量は、前半2回のワークよりも、後半3回のワークの方がより上昇する傾向にある。さらに、トータルへモグロビン量の時間変化データを比較すると、前半2回に比べ後半3回はその絶対値が減少傾向にある。このように、前半2回のワークと後半3回のワークとでは、その波形に特徴的な差異が現れる。もちろん、漢字を書くといった別のワークに対しても、同様な傾向が得られる。

# [0027]

このことからわかるように、本習得度測定装置4を用いて前記血液量又は/及び血液成分量の時間変化データ波形を比較することにより、その波形形状の特徴的な違いから、被験者Pのワークに対する習得度を客観的に得ることができる。その結果、試験等のように学習者に特別な負担を与えるようなことをせずとも、教育をしながら学習者の習得度を指導者が得られるうえ、新たな教育方法の開発や、教育カリキュラムの客観的な指針設定等に大きな可能性を提供できる。

## [0028]

また、近赤外分光法を利用しているので、無侵襲であるうえ、被験者Pの拘束度が f MRI等の他の測定装置に比べ小さい。そして装置を装着しやすい前頭葉に所定測定部位Sを設定していることも加え、測定を自然な環境下で行うことができる。

## [0029]

さらに、前記近赤外分光法は時間分解能に優れるため、教育現場においてリアルタイムに学習者の習得度を得ることもできる。また、近赤外分光法による装置はそもそも簡易な構造であるうえ、特に本実施形態では、1 チャンネルのみの構成であり、さらには単に血液量又は/及び血液成分量の時間変化のみを検出し波形出力するだけで画像処理等の複雑な処理を必要としないことから、その構造の

可及的な簡単化が可能である。

### [0030]

なお、本発明は種々の変形が可能である。

#### [0031]

例えば、異なるワークを被験者Pに行わせた場合に、各ワークでの時間変化データを比較することにより、それら各ワークに対する被験者Pの習熟度(習得度)や、得手不得手を把握することができる。

# [0032]

また、ワークに対する被験者Pの習得度が高い場合にデオキシヘモグロビン量が上昇しないことを利用すれば、1回のみのワークに対する時間変化データを出力することによって、当該ワークに対する被験者Pの習得度を把握することも可能である。

#### [0033]

さらに、前記時間変化データの習得度に対する関連性を数式化するなどし、前記時間変化データに基づいて被験者Pの各ワークに対する習得度を自動算出する習得度算出部を設けても構わない。このようにすれば、より客観的な判断が可能となる上、波形出力部3を不要とすることもできる。

#### [0034]

一方、被験者Pのワークを行う姿勢と行わない姿勢とが異なる場合には、その姿勢変化に伴う脳活動によって、前記時間変化データにオフセットが加わり、習得度の算出に誤りが生じることがある。かかる影響を排除するためには、ワークを行う姿勢でワークを行わせないようにした状態における前記血液量又は/及び血液成分量を測定し、その血液量又は/及び血液成分量からワークを行っている場合の血液量又は/及び血液成分量を引いた値の時間変化を時間変化データとすることが好ましい。

#### [0035]

もちろん、被験者Pがワークを行う場合と行わない場合とでの姿勢を変化させないようにする姿勢固定具等を用いることも考えられる。

#### [0036]

その他本発明は、上記図示例に限られず、その趣旨を逸脱しない範囲で種々の 変更が可能である。

### [0037]

# 【発明の効果】

以上に詳述したように、本発明によれば、脳の所定測定部位における血液量又は/及び血液成分量の時間変化データ波形によって、被験者のワークに対する習得度を客観的に得ることができる。その結果、試験等のように学習者に特別な負担を与えるようなことをせずとも、教育をしながら学習者の習得度を指導者が得られるうえ、新たな教育方法の開発や、教育カリキュラムの客観的な指針設定等に大きな可能性を提供できる。また、血液量又は/及び血液成分量の時間変化のみを検出し波形出力するだけであるため、画像処理等の複雑な処理、機構を必要としない。

### [0038]

さらに、血液量又は/及び血液成分量を測定するようにしているため、例えば 近赤外分光法を利用することにより、無侵襲で被験者の動きを拘束することなく 、かつ簡易な構成での実現が可能であり、測定を自然な環境下で行うことができ る。また、前記近赤外分光法は時間分解能に優れるため、教育現場においてリア ルタイムに学習者の習得度を得ることもできる。

#### 【図面の簡単な説明】

### 【図1】

本発明の一実施形態における習得度測定装置の全体概略図。

#### 【図2】

同実施形態における所定測定部位を示す部位説明図。

#### 【図3】

本発明の一実施形態における習得度測定装置の全体機能構成図。

#### 【図4】

同実施形態での各ワークにおいて描画された線を示す描画例。

#### 【図5】

同実施形態での各ワークの成績結果例。



# 【図6】

同実施形態における時間変化データの波形の傾向を示す傾向説明図。

# 【図7】

同実施形態における時間変化データの波形を示す波形図。

# 【図8】

同実施形態における時間変化データの波形を示す波形図。

# 【図9】

同実施形態における時間変化データの波形を示す波形図。

## 【符号の説明】

P・・・被験者

S・・・所定測定部位

1・・・測定部

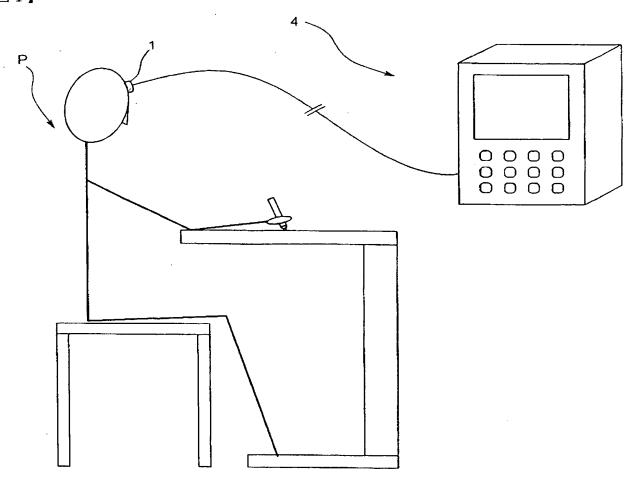
2・・・時間変化データ生成部

3・・・波形出力部

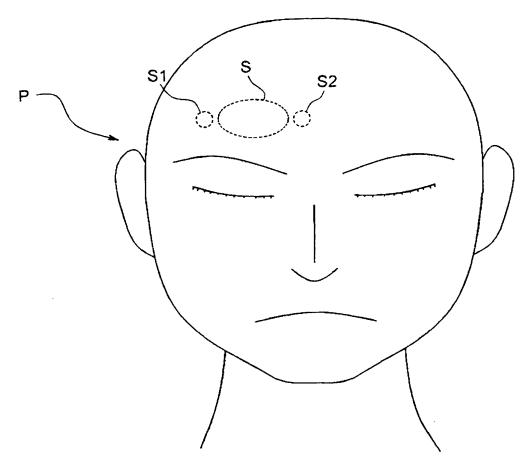
4・・・習得度測定装置



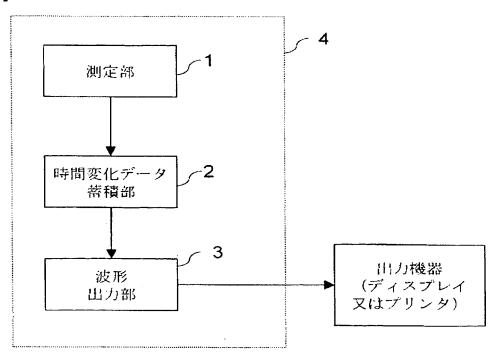
【図1】







【図3】



【図4】

1 1111111111111111111111111111111111111	<del></del>
---	-------------

2	गा	11			17		······································
	111	11			Ш		

3 [[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[[
---

【図5】

試行	描画範囲 (mm)	描画線数	描画間隔 (mm)
1	2 9	1 9	1. 53
2	2 6	2 0	1. 30
3	2 5	2 1	1. 19
4	2 4	2 1	1. 14
5	24.5	2 1	1. 17

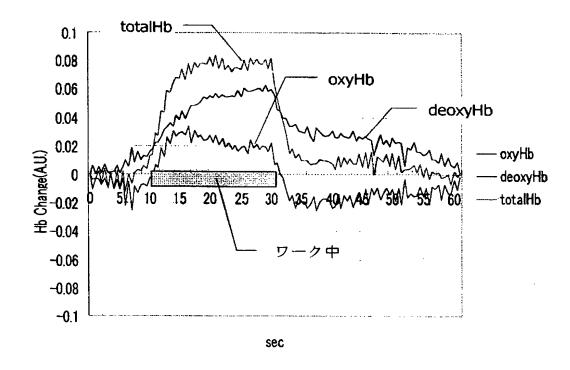


【図6】

	前半2サイクル	後半3サイクル
oxyHb	*	*
deoxyHb	<b>*</b>	•
totalHb	-	-

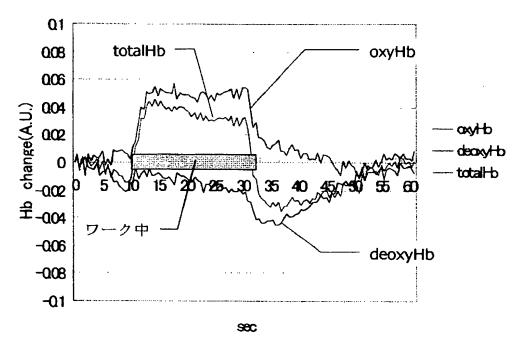
【図7】

前半2サイクルの平均波形



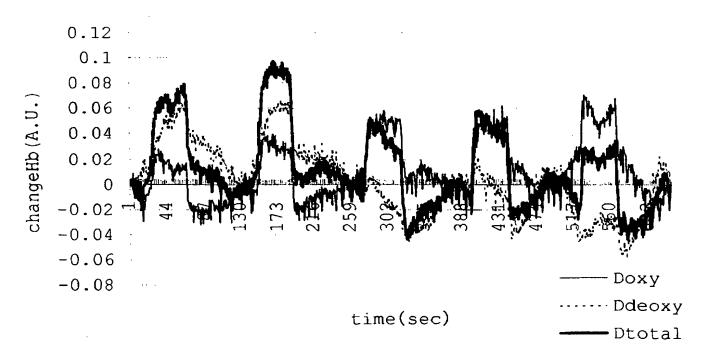
【図8】

# 後半2サイクルの平均波形



【図9】

# 全体





# 【書類名】要約書

# 【要約】

【課題】脳科学研究を教育分野に応用して教育効果の客観的な科学的データを提示する。

【解決手段】被験者Pの脳の所定測定部位Sにおける血液量又は/及び血液成分量を測定する測定部1と、前記測定部1で測定した血液量又は/及び血液成分量を時系列的に取得し、その時間変化を示すデータである時間変化データを生成する時間変化データ生成部2と、被験者Pのワークに対する習得度を判定すべく、前記被験者Pに所定のワークを複数回反復して行わせた場合の、各ワーク中における時間変化データの波形を比較可能に出力する波形出力部3とを備えた習得度測定装置4を設けた。

# 【選択図】図2

# 認定・付加情報

特許出願の番号 特願2002-356007

受付番号 20202090217

担当官 第二担当上席 0091

作成日 平成14年12月24日

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成14年11月 1日

特願2002-356007

出願人履歴情報

識別番号

[301022471]

1. 変更年月日 [変更理由]

2001年 4月 2日 新規登録

住所

東京都小金井市貫井北町4-2-1

氏 名 独立行政法人通信総合研究所